

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2000-51164

(P2000-51164A)

(43) 公開日 平成12年2月22日 (2000.2.22)

(51) Int.Cl.⁷

A 6 1 B 5/0245

識別記号

F I

A 6 1 B 5/02

テーマコード (参考)

3 1 0 J 4 C 0 1 7

審査請求 未請求 請求項の数 9 F D (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願平10-236524

(22) 出願日 平成10年8月7日 (1998.8.7)

(71) 出願人 000002325

セイコーインスツルメンツ株式会社

千葉県千葉市美浜区中瀬1丁目8番地

(72) 発明者 津端 佳介

千葉県千葉市美浜区中瀬1丁目8番 セイ

コーインスツルメンツ株式会社内

(72) 発明者 成川 利明

東京都大田区鶴の木2-38-18 ハウス

238A-102

(72) 発明者 尾崎 好栄

東京都目黒区鷹番1-6-19-207

(74) 代理人 100096855

弁理士 川井 隆 (外1名)

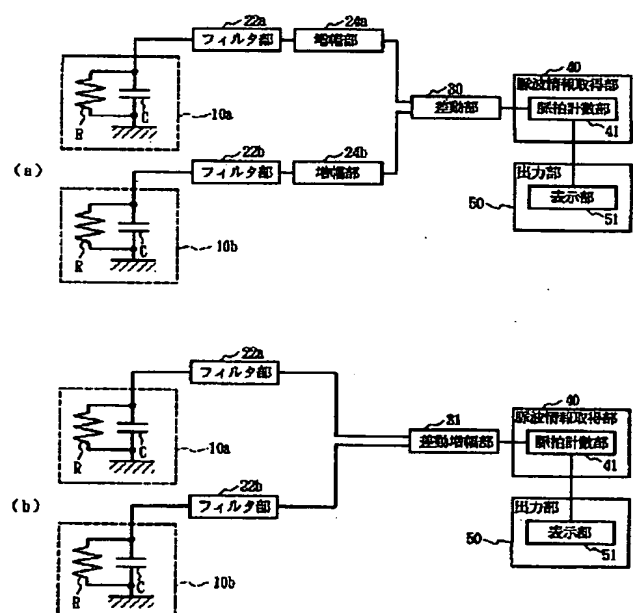
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 脈波検出装置

(57) 【要約】

【課題】 体動による検出誤差が少なく、より正確な脈波を検出することが可能な脈波検出装置を提供する。

【解決手段】 第1の圧電センサ10aを動脈上に、第2の圧電センサ10bを動脈から僅かに離れた位置に配置する。圧電センサは指向性が狭いため、動脈上の第1の圧電センサ10aからは脈波波形と体動波形に対応した信号が出力されるが、動脈上にない第2の圧電センサ10bからは体動波形に対応した信号だけが出力される。両圧電センサ10a、bの出力の差分を取ること、体動成分がキャンセルされ、正確な脈波を検出することができ、この脈波から脈拍数や波形情報を取得する。



(2)

【特許請求の範囲】

【請求項1】 動脈上に配置され、前記動脈の脈動と体動による体表面の圧力変動を検出する第1の圧電センサと、

前記動脈上を避けた近傍に配置され、体動による体表面の圧力変動を検出する第2の圧電センサと、

前記第1の圧電センサによる検出信号と、前記第2の圧電センサによる検出信号とから脈波に関する情報を取得する脈波情報取得手段と、

この脈波情報取得手段により取得された脈波に関する情報を出力する出力手段と、を具備することを特徴とする脈波検出装置。

【請求項2】 前記第2の圧電センサは、その端部近傍が前記動脈上に接する位置に配置され、前記動脈の脈動と体動による体表面の圧力変動を検出し、かつ、前記脈動と前記体動の一方を前記第1の圧電センサによる検出信号と逆相で検出することを特徴とする請求項1に記載の脈波検出装置。

【請求項3】 前記体動に対する前記第1の圧電センサの検出信号と前記第2の圧電センサの検出信号とが、同極となる側同士を接続することにより、前記第1の圧電センサと前記第2の圧電センサとを直列に接続し、前記脈波情報取得手段は、前記直列接続された両圧電センサの出力信号から脈波に関する情報を取得することを特徴とする請求項1又は請求項2に記載の脈波検出装置。

【請求項4】 圧力変動を検出する第1の圧電センサと、

前記第1の圧電センサの上側に配置され、圧力変動を検出する第2の圧電センサと、

動脈の脈動による体表面の圧力変動を前記第1の圧電センサに伝達する脈動伝達手段と、

前記動脈上を避けた位置の体表面と当接し、体動による体表面の圧力変動を前記第1の圧電センサに伝達する体動伝達板と、

この伝達板の圧力変動を前記第2の圧電センサの圧力変動を検出する側の面に伝達する体動伝達部材と、

前記第1の圧電センサによる検出信号と、前記第2の圧電センサによる検出信号とから脈波に関する情報を取得する脈波情報取得手段と、

この脈波情報取得手段により取得された脈波に関する情報を出力する出力手段と、を具備することを特徴とする脈波検出装置。

【請求項5】 前記第2の圧電センサの圧力変動を検出しない側の面が受ける力を、前記第1圧電センサの圧力変動を検出しない側の面に伝達する伝達機構を備えたことを特徴とする請求項4に記載の脈波検出装置。

【請求項6】 前記体動伝達板に前記動脈に沿ったスリット部が形成され、

前記スリット部、又は前記スリット部に配設された可撓

2

性部材を前記脈波伝達手段とする、ことを特徴とする請求項4又は請求項5に記載の脈波検出装置。

【請求項7】 前記脈波情報取得手段は、脈波に関する情報として脈拍数を取得し、

前記出力手段は、前記脈波情報取得手段により取得された脈拍数を出力する、ことを特徴とする請求項1から請求項6のうちのいずれか1の請求項に記載の脈波検出装置。

【請求項8】 前記脈波情報取得手段は、前記脈波信号を格納する記憶手段を備え、所定時間分の前記脈波信号を脈波に関する情報として取得して前記記憶手段に格納し、

前記出力手段は、前記格納手段に格納された前記脈波信号を出力する、ことを特徴とする請求項1から請求項6のうちのいずれか1の請求項に記載の脈波検出装置。

【請求項9】 表示手段を備え、

前記脈波情報取得手段は、脈波に関する情報として脈拍数又は脈波波形を取得し、

前記出力手段は、前記脈波情報取得手段により取得された脈拍数又は脈波波形を前記表示手段に出力する、ことを特徴とする請求項1から請求項6のうちのいずれか1の請求項に記載の脈波検出装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、脈波検出装置に係り、詳細には、血流による動脈の圧力変動から脈波を検出する脈波検出装置に関する。

【0002】

【従来の技術】動脈を流れる血流による脈波を検出することは、医療現場や健康管理を行う際に広く行われている。この脈波検出は、触診により所定時間の脈拍数として検出する場合の他、脈波検出装置を使用して電子的に脈拍数等を自動検出することも広く行われている。電子的に脈波を検出して脈拍数を得る装置として、圧電素子を使用する方法や光学的に検出する方法等が実用化されている。圧電素子を使用する方法としては、ピエゾ型の圧電素子をセンサとして動脈上に配置し、動脈内部の圧力変化に伴う表皮の圧力変化（圧力による表皮の変位）から脈拍数を検出している。図13は、圧電素子を使用した従来の脈波検出装置の等価回路を表したものである。この図13に示すように、従来の脈波検出装置は、1つの圧電素子1を使用し、動脈による表皮の圧力変化を電圧変化として検出している。そして、その出力信号による波形がフィルタ部2を通し、さらに増幅部3で増幅された後、脈拍計数部4において、電圧変化による波形変化から脈拍数が検出されるようになっている。

【0003】一方、光学的に検出する方法は、血液中のヘモグロビン量の変化に伴う吸光量の変化から脈拍を検出するもので、発光ダイオードで発光し、これを受光するフォトトランジスタでの受光量から脈拍を検出して

(3)

3

る。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】しかし、従来の脈波検出装置では、病院や自宅において安静にした状態で脈波を検出する場合には正確に検出することができるが、検出中に被検者が動いた場合には体動ノイズ（被検者の動きに基づくノイズ）が発生し、正確な脈波を検出できなかった。すなわち、圧電素子を利用する場合であれば、素子部分の表皮が被検者の体動によって動き、脈動以外の体動も圧電素子が検出してしまうため、日常的な動きの範囲であっても被検者が動いている場合には正確な脈波を検出することができなかった。一方、光の吸光量から血圧を検出する場合も同様に、体動によって動脈の血流量が大きく変化するため、被検者が動いている場合には正確な脈波を検出することができなかった。

【0005】そこで、本発明はこのような従来の脈波検出装置における課題を解決するためになされたもので、体動による検出誤差が少なく、より正確な脈波を検出することが可能な脈波検出装置を提供することを目的とする。

【0006】

【課題を解決するための手段】本発明では、動脈上に配置され、前記動脈の脈動と体動による体表面の圧力変動を検出する第1の圧電センサと、前記動脈上を避けた近傍に配置され、体動による体表面の圧力変動を検出する第2の圧電センサと、前記第1の圧電センサによる検出信号と、前記第2の圧電センサによる検出信号とから脈波に関する情報を取得する脈波情報取得手段と、この脈波情報取得手段により取得された脈波に関する情報を出力する出力手段と、を脈波検出装置に具備させる。このように、指向範囲が狭い2つの圧電センサの一方で体動と脈動を検出し、他方で体動を検出することで、体動成分を除去して脈波情報を得ることができる。このため体動による影響を受けにくく、日常的な生活を営みながらであっても、常時携帯しながら継続的に脈波を検出することができる。また本発明では、前記第2の圧電センサは、その端部近傍が前記動脈上に接する位置に配置され、前記動脈の脈動と体動による体表面の圧力変動を検出し、かつ、前記脈動と前記体動の一方を前記第1の圧電センサによる検出信号と逆相で検出する。これにより、体動成分を除去できると共に、脈動の検出信号を高出力で得ることができる。また本発明では、前記体動に対する前記第1の圧電センサの検出信号と前記第2の圧電センサの検出信号とが、同極となる側同士を接続することにより、前記第1の圧電センサと前記第2の圧電センサとを直列に接続し、前記脈波情報取得手段は、前記直列接続された両圧電センサの出力信号から脈波に関する情報を取得する。これにより、両圧電センサにおいて体動信号を除去することができる。また本発明では、圧力変動を検出する第1の圧電センサと、前記第1の圧電

4

センサの上側に配置され、圧力変動を検出する第2の圧電センサと、動脈の脈動による体表面の圧力変動を前記第1の圧電センサに伝達する脈動伝達手段と、前記動脈上を避けた位置の体表面と当接し、体動による体表面の圧力変動を前記第1の圧電センサに伝達する体動伝達板と、この伝達板の圧力変動を前記第2の圧電センサの圧力変動を検出する側の面に伝達する体動伝達部材と、前記第1の圧電センサによる検出信号と、前記第2の圧電センサによる検出信号とから脈波に関する情報を取得する脈波情報取得手段と、この脈波情報取得手段により取得された脈波に関する情報を出力する出力手段と、を脈波検出装置に具備させる。これにより、第1の圧電センサで検出する体動と同一の体動を第2の圧電センサで検出することができる。また本発明では、前記第2の圧電センサの圧力変動を検出しない側の面が受ける力を、前記第1圧電センサの圧力変動を検出しない側の面に伝達する伝達機構を備える。これにより、第2の圧電センサに外部から加わる力と同一の力を第1の圧電センサに伝達することができる。また本発明では、前記体動伝達板に前記動脈に沿ったスリット部が形成され、前記スリット部、又は前記スリット部に配設された可撓性部材を前記脈波伝達手段とする。また本発明では、前記脈波情報取得手段は、脈波に関する情報として脈拍数を取得し、前記出力手段は、前記脈波情報取得手段により取得された脈拍数を出力する。また本発明では、前記脈波情報取得手段は、前記脈波信号を格納する記憶手段を備え、所定時間分の前記脈波信号を脈波に関する情報として取得して前記記憶手段に格納し、前記出力手段は、前記格納手段に格納された前記脈波信号を出力する。また本発明では、表示手段を備え、前記脈波情報取得手段は、脈波に関する情報として脈拍数又は脈波波形を取得し、前記出力手段は、前記脈波情報取得手段により取得された脈拍数又は脈波波形を前記表示手段に出力する。

【0007】

【発明の実施の形態】以下、本発明の脈波検出装置における好適な実施の形態について、図1から図12を参照して詳細に説明する。

(1) 第1の実施形態の概要

第1の実施形態では、圧電素子を使用した第1の圧電センサと第2の圧電センサとを使用し、第1の圧電センサを動脈上に、第2の圧電センサを動脈から僅かに離れた位置に配置する。圧電素子を使用したセンサは指向性が狭いため、動脈上の第1の圧電センサからは脈波波形と体動波形に対応した信号が出力されるが、動脈上には第2の圧電センサからは体動波形に対応した信号だけが出力される。この第1及び第2の圧電センサの出力の差分を取ることで、体動成分がキャンセルされ、正確な脈波を検出することができ、この脈波から脈拍数や波形情報を取得する。

【0008】なお、吸光量から脈拍を検出する従来の脈

(4)

5

拍センサを2つ使用し、一方を動脈上に配置し、他方を動脈上から離れた位置に配置し、両センサ出力の差分から脈波を検出することも考えられるが、必ずしも正確な脈波を検出することができない。すなわち動脈上のセンサが体動波形と脈波波形を検出し、動脈上から離れたセンサが体動波形のみを検出する場合には両検出信号の差分から十分な信号レベルの脈波を検出することが可能である。しかし、吸光量から脈拍を検出するセンサは照射される光の指向範囲が広いと、センサを動脈上から離れた位置に配置しても、その検出レベルよりは低いものの脈波を検出してしまうことになる。このため、両センサによる検出信号の差分を取った場合、体動波形を除去することはできるが、脈波波形も差分によって信号レベルが低くなってしまい、正確な脈波を検出することができなくなってしまう。また、発行ダイオードからの光は体表付近に存在する多数の毛細血管によっても吸光される。このため、異なる位置に配置されるセンサは異なる毛細血管による吸光量の変化を検出していた。さらに、体動によって、動脈の血流量が主として変化する場合、毛細血管の血流量が主として変化する場合、動脈と毛細血管の両血流量が変化する場合があります。両センサは体動の変化を同一の波形として検出には無理がある。

【0009】そこで、本実施形態では、指向性が高い（指向範囲が狭い）圧電素子を使用することで、脈動による表皮の変化を第1の圧電センサでは捉え、第2の圧電センサでは捉えないようにしている。そして、表皮に伝わる体動については両センサが同様に捉えるようにしている。これにより、両センサの差分を取ることで、第1の圧電センサで捉えた脈波成分を弱めることなく、体動成分のみを除去（キャンセル）することができ、正確な脈波を検出することが可能になる。第1の実施形態では、この脈波波形から、脈波に関する情報として脈拍数を取得し、表示部に取得した脈拍数を表示する。また、脈波に関する情報の取得処理として、脈波波形をA/D変換してメモリに記憶し、表示部に波形を画像表示したり、又は、パーソナルコンピュータや、医療用の診断装置等の各種外部装置に出力する。

【0010】(2) 第1の実施形態の詳細

図1は、第1の実施形態の脈波検出装置の構成を表したものである。この図1(a)に示されるように、脈波検出装置は、動脈上に配置される第1の圧電センサ10aと、動脈上から離れた位置（第1の圧電センサ10aの近傍で脈動による表皮変化がない位置）に配置される第2の圧電センサ10bと、この第1及び第2の圧電センサ10a、10bの出力からノイズ成分を除去するフィルタ部22a、22bと、その出力を増幅する増幅部24a、24bを備えている。第1の圧電センサ10aと第2の圧電センサ10bとは、共に同一特性を持ったピエゾ型の圧電素子が使用される。また脈波検出装置は、両増幅部24a、24bの出力が入力されて、両者の差

6

分から脈波波形を得る差動部30、差動部30による脈波波形から脈波情報を取得する脈波情報取得部40、及び、取得した脈波情報を出力する出力部50を備えている。なお、図1では圧電センサ10a、10bについて、コンデンサC及び抵抗Rによる等価回路で表している。

【0011】脈波情報取得部40は、差動部30で得られた脈波波形から脈拍数を計数する脈拍計数部41を備えている。この脈拍計数部41では、各脈波間の時間間隔を所定回数（例えば、3回、5回、7回、10回等）測定し、各回の測定時間の平均時間Tから1分間の脈拍数Vを次の数式(1)に従って求めるようになっている。

$$V = 60 / T \quad \dots (1)$$

なお、脈波間の平均時間Tから脈拍数を求める場合に限られず、例えば、所定時間t（例えば、10秒）内に存在する脈波数wを検出し、次の数式(2)により1分間の脈拍数Vを求めるようにしてもよい。

$$V = w \times (60 / t) \quad \dots (2)$$

脈拍計数部41では、また、各脈波毎にパルス信号等の脈波の存在を示す脈波信号を発生させるようになっており、求めた脈拍数と共に、出力部50に供給するようになっている。

【0012】出力部50は表示部51を備えており、脈拍計数部41から供給される脈拍数を表示するようになっている。表示部51は、液晶表示装置で構成することで脈拍数を画像表示し、又は、パネルに脈拍数を電光表示するようになっている。

【0013】図1(b)は、脈波検出装置における他の回路構成を表したものである。この図1(b)にも示されるように、(a)における増幅部24a、24b、と差動部30に代えて差動増幅部31が使用されている。そして、フィルタ部22a、22bの両出力が差動増幅部31に供給され、差動増幅部31において両出力の差分を取ると共に所定レベルの信号となるように増幅処理がなされる。このように、図1(b)の構成によれば部品点数が少なく済み、脈波検出装置を小型化することが可能になる。

【0014】図2は、本発明の実施形態において使用される圧電センサ10（第1及び第2の圧電センサ10a、10bの総称）の断面構造を表したものである。この図2に示されるように、圧電センサ10は、ピエゾ型の圧電素子11が使用され、この圧電素子11の一方の面にはアルミによる振動板12が配設され、この振動板12の、圧電素子11の反対側の面にはフィルム状の絶縁パッド13が配設されている。そして振動板12の外周部には圧電素子11の厚さよりも厚いスペーサ14が配置され、スペーサ14上には圧電素子11の他方側の面と所定間隔をおいて支持板15が配設されている。圧電素子11には、その電圧変化を取り出すための配線1

(5)

7

6が接続されている。このように構成された圧電センサ10は、絶縁パッド13を体表面に当接配置することで、体表面の変動が振動板12を介して圧電素子11に伝わり電圧変化として配線16から出力されるようになっている。

【0015】図3は、このように構成された脈波検出装置の各部における波形状態を表したものである。この図3において、波形Aはとう骨動脈2上に配置された第1の圧電センサ10aで検出され、増幅部24aで増幅された後の波形を表したものである。この波形Aに示されるように、体動が存在しない場合にはこの第1の圧電センサ10aだけからも脈波A1を検出することが容易であるが、体動が存在すると、体動+脈動の両成分を含む波形部分A2が発生してしまい、被験者が動いている場合には測定困難となる。一方波形Bは、第2の圧電センサ10bで検出され、増幅部24bで増幅された後の波形を表したものである。この波形Bに示されるように、第2の圧電センサは、とう骨動脈2上からずれた位置に配置されているので脈動による脈波は検出せず、体動による波形B1のみを検出する。この両波形Aと波形Bとの差分を差動部30で取ったものが波形Cである。この波形Cに示されるように、体動によるノイズがほぼ取り除かれており、周期的に繰り返される脈波波形Cが検出され、脈波情報取得部40に供給される。脈波情報取得部40では、この脈波波形Cにおけるピーク1間の時間 $T_1 \sim T_n$ を検出して、その平均値 T を脈波数計数部41で求め、求めた平均値 T から上記式(1)に従って、脈拍数 V が求まる。

【0016】図4は、時計に組み込んだ脈波検出装置を表したものである。この図4に示されるように脈波検出装置(時計)60は、時計本体61と、ベルト62を備えており、第1及び第2の圧電センサ10a、10bを同一部品内にパッケージしたセンサ19がベルト62の内側に取り付けられている。時計60は、一般の時計と同様に、時計本体61を手の甲側にして左(又は右)手首に取り付けるようになっている。その際、センサ19の位置は、(b)に示されるように、とう骨動脈上に位置するようにセンサ19をベルト62の長さ方向に移動して位置調整できるようになっている。センサ19には、(c)に示されるように、とう骨動脈2上に第1の圧電センサ10aが位置するように配置され、とう骨動脈2上からずれた位置に位置するように第2の圧電センサ10bが配置されている。

【0017】時計本体61には、時計のムーブメント等の駆動部の他、フィルタ部22a、22b、増幅部24a、24b、差動部30、脈波情報取得部40、表示部51が配置されている。センサ19と、時計本体61のフィルタ部22a、22bとは、ベルト62内に組み込まれた図示しない配線によって接続されている。時計本体61の表示面(文字盤)は、時計としての時刻(や

8

日、曜日等)が表示される時計表示部63と、脈拍数 V が表示される脈拍数表示部64および脈拍表示部65からなる表示部51とを備えている。脈拍計数部41は、差動部30から供給される脈波波形Cから脈拍数 V を求めると共に、脈波波形Cのピーク1を検出する毎にパルス信号を表示部51に供給するようになっている。そして、表示部51では、脈拍数 V を脈拍数表示部64にデジタル表示すると共に、供給されるパルス信号に応じて脈拍表示部65を緑色点滅するようになっている。脈拍数表示部64の脈拍数及び、脈拍表示部65の点滅をすることで、ユーザは自分の脈波を視覚的に認識することができる。なお、脈拍表示部65の点滅色を脈数に応じて変えるようにしてもよい。例えば、69以下を黄色点滅、脈拍数が70~90の間は青色点滅、91~110の間を緑色点滅、111~130の間を橙色点滅、131以上を赤色点滅とする。このように、脈拍数に応じて脈拍表示部65の点滅色が変化するので、現在の脈拍の状態を容易に区別することができる。

【0018】以上説明したように、第1の実施形態によれば、指向性が高い圧電センサ10を2つ使用し、第1の圧電センサ10aを動脈2上に配置することで(脈動+体動)波形Aを検出し、第2の圧電センサ10bを動脈2からずらして配置することで第1の圧電センサによる体動とほぼ同レベルの体動波形Bを検出し、両検出信号の差分から脈波波形C(=(脈動+体動)波形A-体動波形B)を得るようにした。これにより、検出した脈波波形Cは、体動成分がほぼキャンセルされると共に、第1の圧電センサ10aに含まれる脈波成分A1はそのまま残るので、より正確に脈波を検出することが可能になった。このように第1の実施形態によれば、体動によるノイズを受けることなく、簡単な構成により脈波(脈拍)を検出することができるので、日常的な生活を営みながらも継続的に脈波を検出することができる。

【0019】次に第2の実施形態について説明する。第1の実施形態では、第1の圧電センサ10aと第2の圧電センサ10bによる検出信号をフィルタ処理、増幅処理をした後に両者の差分信号から脈波を取得するようにした。この実施形態によれば、歩行や体の移動程度の体動は十分に除去して正確な脈波を取得することが可能である。しかし、運動等による比較的激しい体動の検出信号は脈波波形に比べてかなり高レベルになるため、増幅器の能力をオーバーしてしまい、両圧電センサ10aと10bの差分をとっても体動成分を十分に除去できない場合がある。そこで、この第2の実施形態では、第1の圧電センサ10aと第2の圧電センサ10bに発生する電荷レベルで予め体動成分をキャンセルするようにしたものである。

【0020】図5は、第2の実施形態における圧電センサ同士の接続状態を表したものである。圧電センサ10の圧電素子11は、圧力を受けた場合に電荷を発生し、

(6)

9

一方の面側がプラス極になり、他方の面側がマイナス極となる。第2の実施形態では、図5 (a) ~ (d) に示すように、両圧電センサ10aと10bとを直列接続する。その際、一方の同一極同士（プラス極同士、又はマイナス極同士）を接続し、他方の同一極をそれぞれセンサ19の出力端子に接続する。これにより、センサ19からは、体動成分（ノイズ）を除去された検出信号が出力される。具体的には、図5 (a) に示す例では、第1の圧電センサ10aの圧力を受けてプラス極になる面（以下、プラス極面という）を体表面に対向させ、第2の圧電センサ10bの圧力を受けてマイナス極になる面（以下、マイナス極面という）を体表面に対向させる。そして、第1の圧電センサ10aのプラス極面をセンサ19の一方の出力端子に接続し、第1の圧電センサ10aのマイナス極面と第2の圧電センサ10bのマイナス極面とを接続し、第2の圧電センサ10bのプラス極面をセンサ19の他方の出力端子に接続する。

【0021】図5 (b) は、他の接続方法を示したもので、第1の圧電センサ10a、第2の圧電センサ10b共にマイナス極面を体表面に対向させ、両マイナス極面同士を接続する。そして、両プラス極面を、それぞれセンサ19の両出力端子に接続する。

【0022】図5 (c)、(d) は、更に他の接続方法を示したもので、(a)、(b) ではマイナス極面同士を接続しプラス極面をセンサ19の出力端子に接続したのに対し、(c)、(d) では逆に、プラス極面同士を接続し、マイナス極面をセンサ19の出力端子に接続するようにしたものである。具体的には図5 (c) に示されるように、第1の圧電センサ10aのマイナス極面を体表面に対向させ、第2の圧電センサ10bのプラス極面を体表面に対向させる。そして、第1の圧電センサ10aのマイナス極面をセンサ19の一方の出力端子に接続し、第1の圧電センサ10aのプラス極面と第2の圧電センサ10bのプラス極面とを接続し、第2の圧電センサ10bのマイナス極面をセンサ19の他方の出力端子に接続する。また、図5 (d) に示されるように、第1の圧電センサ10a、第2の圧電センサ10b共にプラス極面を体表面に対向させ、両プラス極面同士を接続する。そして、両マイナス極面をそれぞれセンサ19の両出力端子に接続する。

【0023】図6は、第2の実施形態によるセンサ19を使用した脈波検出装置の構成を表したものである。なお、センサ19部分は等価回路で表示している。この図6に示すように、本実施形態の脈波検出装置では、同極面同士が接続された2つの圧電センサ10a、10bを有するセンサ19と、フィルタ部22と、増幅部24と、脈波情報取得部40と、出力部50とを有している。この脈波検出装置においても、図4に示すように、時計に組み込むことが可能であり、脈波取得部40及び出力部50は第1の実施形態と同様に機能する。

10

【0024】本実施形態によれば、第1の圧電センサ10aと第2の圧電センサ10bを直列に接続することで、センサ19からは図3の脈波Cに相当する（フィルタ処理、増幅処理前の）波形を得ることができる。すなわち、センサ19内において体動成分（ノイズ）が除去されているため、差動部30が不要であると共に、その出力信号を処理するフィルタ部22と増幅部24が1系統でよいため、回路構成を簡略化することが可能である。また、両圧電センサ10a、10bが検出する体動信号（ノイズ）同士をセンサレベルで除去しているため、センサ19からは脈波信号と同レベルの信号を出力させることができる。従って、回路（フィルタ部22、増幅部24）のダイナミックレンジを脈波信号に合わせて有効に使用することができる。

【0025】次に第3の実施形態について説明する。この第3の実施形態では、第2の圧電センサ10bでも体動及び脈動を検出するが、体動と脈動の内の一方については第1圧電センサ10aの検出波形と同相の波形として検出し、他方については第1の圧電センサ10aと逆相の波形として検出する。これにより、脈動を逆相で検出する場合には両信号の差を取り、体動を逆相で検出する場合には両信号の和を取ることで、体動成分を除去すると共に、脈動による信号レベルを高めることができる。すなわち、検出する脈波信号のS/N比を高くすることが可能になる。

【0026】図7は第3の実施形態における両圧電センサ10a、10bの配置関係 (a)、及び逆相の脈波を検出する原理 (b) を表したものである。この図7

(a) に示されるように、第1の圧電センサ10aがとう骨動脈2上に配置され、第2の圧電センサ10bの端部がとう骨動脈2上に配置されるように、センサ19の取り付け位置を調整する。すなわち、図4 (c) に示した第1の実施形態におけるセンサ19よりも、とう骨動脈2に対する傾きの角度が小さくなるように、ベルト62に取り付ける。

【0027】図7 (b) に示すように、とう骨動脈2が脈動すると、その上部の体表面では矢印Pで示されるように盛り上がり、その反動でとう骨動脈2の両脇では矢印Qで示されるように窪むことになる。この盛り上がる部分に配置された第1の圧電センサ10aが圧力を受けて検出する脈波の波形に対して、窪み部分に配置された第2の圧電センサ10bは張力を受けて逆相の波形を検出する。一方、体動による表皮の動きは、第1及び第2の圧電センサ10a、10bの両位置によって区別はなく、ほぼ同一の動きをする。このため、体動に対して両圧電センサ10a、10bは同相の波形を検出することになる。

【0028】図8は、両圧電センサ10a、10bの脈動に対する出力波形を表したものである。この図8に示されるように、第1の圧電センサ10aによる検出波形

(7)

11

が波形Aで、第2の圧電センサ10bによる検出波形が波形Bである。この図に示されるように、波形A中の脈波波形A2に対して、第2の圧電センサ10bでは逆相の脈波波形B2が検出される。この波形Bから波形Aを減算したものが波形Cである。この波形Cに示されるように、互いに逆相に検出される脈波波形A2とB2を減算することで、より高レベルの脈波信号Iを得ることができ、S/N比を高くすることが可能になる。

【0029】なお、第3の実施形態におけるセンサ19以外の部分の構成については、図1(a)、(b)、又は図6に示したいずれかの回路構成とすることが可能である。この場合、両圧電センサ10a、10bの接続を、図5(a)～(d)のいずれかの接続とすることで体動成分を除去することができる。一方、両圧電センサ10a、10bで検出される脈動については、圧電センサ10bで体動成分と脈波成分が逆相で検出されるので、図5(a)～(d)の接続とすることで両脈波成分が加算され、高出力レベルで取り出すことができる。

【0030】次に第4の実施形態について説明する。第1から第3の実施形態によれば、指向性の高い圧電センサを2つ使用することで極めて近似した体動波形を得ることができ、その結果、体動成分を除去することが可能になったが、両圧電センサは異なる皮膚面に当接されるため実際には異なる体動を検出していることになる。このため、腕全体を振ったり、手首5を前後に振るような動きによる体動に対しては、体動成分を十分に除去することが可能であるが、手首5を左右に振ったり、より複雑な動きがなされた場合には、必ずしも同一形状の体動波形を検出できない場合がある。そこで、本実施形態では、特性が同じ両圧電センサ10a、10bを上下二段に重ね、とう骨動脈上の体表に当接した第1の圧電センサ10aに伝わる体動と同一の動きを上側に重ねた第2の圧電センサ10bに伝える一方、脈動については第1の圧電センサ10aにのみ伝わるような構造としたものである。

【0031】図9は第4の実施形態におけるセンサ19の構造を表したものである。この図9(a)に示されるように、センサ19は、第1の圧電センサ10aがとう骨動脈上に対向配置され、その上に第2の圧電センサ10bが重ねて配置される。両圧電センサ10a、10bの構造は図2と同一である。そして、両圧電センサ10a、10bは、固定部材70により支持板15aと支持板15bとが接続されると共に、伝達部材80により絶縁パッド13a、13bを介して振動板12aと振動板12bとが連設される。この固定部材70は、伝達機構として機能する。

【0032】固定部材70は、支持板15bに固定される固定板71と、支持板15aに固定される固定板72と、両固定板71、72を連設する複数の固定柱73から構成されている。伝達部材80は、絶縁パッド13b

12

に取り付けられる伝達板81と、絶縁パッド13aに取り付けられて動脈上の体表面に当接される伝達板82と、複数の伝達柱83から構成されている。この伝達板81と伝達柱83が体動伝達部材として機能し、伝達板82が体動伝達板として機能する。

【0033】伝達部材80は、図9(a)に示されるように、固定部材70よりも外側に張り出るように大きく形成されている。そして、伝達板81の周縁部には、各固定柱73に対応する位置に図示しない切欠部(又は孔、以下両者を含めて単に切欠部という)が複数形成されており、この切欠部に各固定柱73が非接触状態で挿通されるようになっている。伝達板82の中心部には、動脈に沿った方向に所定幅のスリット部84が伝達板82を2分割するように形成されている。そして、このスリット部84には脈動のみを第1の圧電センサ10aに伝えるために板状の可撓性部材85(脈動伝達手段)が配設されている。この可撓性部材85としては、皮膚に接触することからシリコンが使用されるが、生ゴム、合成ゴム等のゴムやその他の各種可撓性材料が使用される。可撓性部材85は、板状の両側面がスリット部84を形成する伝達板82の端面に接着されることで固定されている。

【0034】なお、第4の実施形態におけるセンサ19以外の部分の構成については、図1(a)、(b)、又は図6に示したいずれかの回路構成とすることが可能である。図6の回路構成とする場合には、図5(a)～(d)のいずれの接続としてもよい。

【0035】次に、このように構成された第4の実施形態におけるセンサ19の動作に付いて図9(b)を参照しながら説明する。図9(b)に示されるように、とう骨動脈2による脈動pについては、とう骨動脈2に沿って配置された可撓性部材85に伝わり、第1の圧電センサ10aにのみ伝達される。これに対して、体動qは、伝達板82から第1の圧電センサ10aに伝達されると共に、伝達板82、伝達柱83及び伝達板81を伝わって第2の圧電センサ10bにも伝達される。また、ベルト62から伝わる体動や、ベルト62の外側から押された場合の押圧力等の外力r(これも体動の範疇に含まれる。)についても同様に、固定板71から第2の圧電センサ10bに伝達されると共に、固定板71、固定柱73及び固定板72を伝わって第1の圧電センサ10aにも伝達される。

【0036】このように、第4の実施形態によれば、第1及び第2の圧電センサ10a、10bを上下二段に重ね、固定部材70と伝達部材80により、体動qや外力rについては両圧電センサ10a、10bに伝達し、脈動pについては可撓性部材84により第1の圧電センサ10aにのみ伝達するようにした。このため本実施形態によれば、第1及び第2の圧電センサ10aと10bとで同一の体動を検出することができるので、体動の除去

(8)

13

精度をあげることができ、その結果、より正確な脈波を検出することができる。

【0037】図10は、第4の実施形態におけるセンサ19の他の構造を表したものである。なお、図9に示したセンサ19と同一部分には同一の符号を付してその説明を適宜省略し、異なる部分を中心に説明する。この図10に示したセンサ19では、固定部材70が、伝達部材80よりも外側に張り出るように大きく形成されている。そして、固定板72の周縁部には、各伝達柱83に対応する位置に切欠部（図示しない）が複数形成されており、この切欠部に各伝達柱83が非接触状態で挿通されるようになっている。このような構造とすることで、伝達板82の体表と接する面積を小さくすることができる。体動を検出する範囲を小さくすることができる。

【0038】なお、固定部材70と伝達部材80とを同一のサイズに形成するようにしてもよい。この場合、各固定柱73の配置位置と各伝達柱83の配置位置が重ならないように位相をずらして配設する。そして、伝達板81の周縁部に各固定柱73に対応する位置に切欠部を複数形成して固定柱73を非接触状態で挿通すると共に、固定板72の周縁部にも各伝達柱83に対応する位置に切欠部を複数形成して各伝達柱83を非接触状態で挿通する。このように固定部材70と伝達部材80とを同一サイズにすることでセンサ19を小型化することができる。

【0039】また、図10に示したセンサ19では、スリット部84（脈動伝達手段）に可撓性部材85を配置せず、空間部を形成するようにしている。これにより、動脈上の体表面はスリット部84に入り込み、絶縁パッド13に直接接触するようになっている。そのため、スリット部84の幅は、図9に示したスリット部よりも広く形成されている。

【0040】図11は、第4の実施形態におけるセンサ19の更に他の構造を表したものである。この図11に示されるように、第1及び第2の圧電センサ10a、10bの支持板15a、15bを少し大きくして、固定板71、72を兼ねるようになっており、両支持板15a、15bが複数の固定柱73によって連設されている。そして、第1及び第2の圧電センサ10a、10bの振動板12a、12bには、直接伝達板82、81が取り付けられており、絶縁パッド13a、13bは使用されていない。このため、少なくとも皮膚と当接する側の伝達板82は、アクリル板等の絶縁材料が使用される。また、伝達板82のスリット部84には絶縁性のある可撓性部材85が配設される。この図11に示したセンサ19によれば、部材点数を減らすことができるため、製造時間を短くし、製造単価を安く押さえることができる。また、センサ19全体を薄くすることができる。

【0041】なお、図11に示したセンサ19の更に他

14

の構造として、振動板12a、12bを少し大きくして、伝達板82、81を兼ねるようにしてもよい。この場合、皮膚と接触する振動板12aの中央部に、振動板12aを2分割するように、動脈に沿ったスリット部を図9の伝達板82と同様に設け、かつ可撓性部材85を配設する。そして、振動板12aには、フィルム状の絶縁パッド13aが取り付けられる。絶縁パッド13aは、振動板12aの部分のみに付けてもよいが、可撓性部材85の部分も含めて皮膚と接触する面全体に取り付けることで取り付け工数を減らすことができる。

【0042】(3) 変形例

各請求項に記載した発明は、説明した各実施形態に限定されるものではなく、各請求項に記載された範囲において、次に説明するように各種の変形例を採用することが可能である。なお、以下に説明する各変形例では、各実施形態に説明された構成と同一構成部分については説明を省略し、変形部分を中心に説明する。

【0043】(a) 第1の変形例

説明した各実施形態では、脈波情報取得部40に脈拍計数部41を具備させ、脈波に関する情報として脈拍数と脈波信号（パルス信号）を生成する取得処理を行うようにし、出力部50の表示部51（脈拍数表示部64、脈拍表示部65）に脈拍数と緑色点滅による脈拍を表示するようにしたのに対し、この第1の変形例では、脈波情報取得部40において脈波波形の記憶処理を行い、出力部50において外部装置に対して脈波波形を出力する。

【0044】図12は、第1の変形例における、脈波情報取得部40と出力部50の構成を表したものである。この図12に示されるように、脈波情報取得部40は、脈波波形をデジタル信号に変換処理するA/D変換部45と、変換後の脈波情報（脈波波形）を記憶する記憶部46とを備えている。A/D変換部45には、図1(a)に示す差動部30、同(b)に示す差動増幅部31、又は図6に示す増幅部24から出力される脈波波形が供給されるようになっている。記憶部46としては、DRAM、SRAM、EEPROM、ハードディスク等の、データを磁氣的、電氣的、光学的に記憶する各種記憶媒体を使用することができ、その容量は任意であるが、少なくとも1時間分～1日分、好ましくは1週間分、さらに好ましくは1ヶ月分の脈波情報の蓄積が可能な容量が採用される。出力部50は、脈波検出装置をパーソナルコンピュータや、医療用の診断装置等の各種外部装置に接続するためのI/F部55を備えている。

【0045】このような構成の第1変形例によれば、日常生活の中で継続的に脈波を検出し、その情報を蓄積しておくことができる。そして、後日I/F部55に外部装置を接続し、蓄積した脈波情報を外部装置に一括して出力することができる。これにより、例えば、医療用の診断装置（外部装置）において、長時間分の脈波情報が得られ、そのユーザの状態を医療的な観点からより正確

(9)

15

に診断することができる。例えば、脈拍の揺らぎを調べることでユーザの心理的緊張状態やリラックスした状態か否かを調べることができる。また、脈波のリズム、脈拍の大きさ、脈拍の立ち上がり速度（速いか遅いか）等を調べることも可能である。

【0046】なお、脈波情報取得部40及び出力部50の構成として、第1の変形例と各実施形態とを組み合わせるようにしてもよい。すなわち、脈波情報取得部40に脈拍計数部41、A/D変換部45、記憶部46を具備させ、記憶部46にA/D変換された脈波情報（脈波波形）と、所定時間毎の脈拍数とを格納する。記憶部46に脈拍数を格納する場合の所定時間は、図示しない時間間隔設定部により、例えば、5分から24時間まで5分間隔で任意の時間を設定することができる。脈拍数は設定された時間間隔毎の脈拍数をその算出時刻を示すデータと共に格納される。そして、出力部50に表示部51とI/F部55を具備させ、表示部51に脈拍数64と、脈波表示（緑色点滅）65を表示する。I/F部55に外部装置が接続された場合には、記憶部46に格納された脈波情報と、必要に応じて一定時間毎の脈拍数と時刻データ、及び脈拍計数部41から供給されるパルス信号を出力する。なお、表示部51には、脈拍数と脈波表示（緑色点滅）に加えて（又は、画面切替信号の入力による別画面において）、脈波波形（図3又は図8のC）を表示させるようにしてもよい。この場合の脈波波形としては、差動部30、差動増幅部31又は増幅部24から出力される脈波波形をリアルタイムに表示すると共に、日時や時刻を指定することで該当する脈波波形を記憶部46から読み出して過去の脈波波形を表示するようにしてもよい。

【0047】(b) 第2の変形例

説明した各実施形態では、センサ19をベルト62に取り付けたが時計本体61の文字盤と反対側（体表と接する側）にセンサ19を取り付けるようにしてもよい。この場合、脈拍の測定を行う際には、時計本体61を手の甲と反対側にし、センサ19をとう骨動脈2上に位置させる。そして、被験者が脈波検出の開始を支持するボタンを押下する（又は開始キーを選択する）ことで、脈波の検出が開始される。このようにセンサ19を時計本体61に配置することで、配線をベルト62内に組み込む必要がなくなる。

【0048】(c) 第3の変形例

第3の変形例として、脈波検出装置を時計に組み込むことなく、単独の装置として構成してもよい。この場合においても、時計の場合と同様に、センサ19とその他の部分を分離して構成し、センサ19をとう骨動脈2上にベルトで配置し、センサ19以外の各部（フィルタ部22、増幅部24、差動部30、脈波情報取得部40、出力部50）を手の甲側に配置してもよい。また、センサ19以外の部分を、センサ19が取り付けられたベルト

16

とは別体で構成し、両者を配線で接続するようにしてもよい。この場合、例えば、Yシャツ等の薄手の衣類の上から上腕動脈上にセンサ19を配置し、センサ19以外の部分を胸ポケットやスーツの内ポケットに収納するようにしてもよい。なお、第2の変形例と第3の変形例は、第1の変形例と組み合わせることも可能である。また、とう骨動脈、上腕動脈以外に、大腿動脈、総頸動脈、尺骨動脈、前頸骨動脈、後頸骨動脈、足背動脈、しつか動脈（ひかがみ動脈）上に第1の圧電センサ10aを配置するようにしてもよい。そして、脈波検出装置を取り受ける動脈位置によっては、ベルトやバンドではなく医療用のテープを使用して動脈上にセンサ19を固定するようにしてもよい。

【0049】なお、図4(c)と図7(a)に示したセンサ19は、とう骨動脈2上に配置した第2の圧電センサ10aの手首外側に第2の圧電センサ10bを配置したが、反対側（とう骨動脈上の手首内側）に第2の圧電センサ10bを配置するようにしてもよい。

【0050】図9、図10、図11に示した第4の実施形態では、動脈に沿って形成されたスリット部84によって伝達板82が2分割された構成としたが、両伝達板の動脈に沿った両端部同士を接続部材で接続するようにしてもよい。この場合、接続部材が動脈上の体表面に当接すると脈動が第2の圧電センサ10bに伝達されてしまうので、接続部材をアーチ形状にして脈動上の体表面に当接しないようにする。このように接続部材で動脈上の両側に配置される伝達板82を接続することで、伝達板82の強度を高めることができる。なお、伝達板82端部に接続部材を接続するのは第1の圧電センサ10aが存在するためであり、第1の圧電センサを避けた位置であれば必ずしも端部でなくてもよい。

【0051】

【発明の効果】本発明の脈波検出装置によれば、動脈上に配置される第1の圧電センサによる検出信号と、動脈上を避けた近傍に配置される第2の圧電センサによる検出信号とから脈波に関する情報を取得するようにしたので、脈波成分を弱めることなく体動成分を除去することができる。従って体動による検出誤差が少なく、より正確な脈波を検出することができる。また本発明の脈波検出装置によれば、動脈上の体表に当接した第1の圧電センサに伝わる体動と同一の動きを第2の圧電センサに伝える一方、脈動については第1の圧電センサにのみ伝わるような構造としたので、体動の除去精度をあげることができ、その結果、より正確な脈波を検出することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明における第1の実施形態の脈波検出装置の構成図である。

【図2】同上、脈波検出装置で使用される圧電センサの構造を示した説明図である。

(10)

17

【図3】同上、脈波検出装置の各部における波形状態を表した波形図である。

【図4】同上、脈波検出装置を時計に組み込んだ状態及び脈波検出状態を表した説明図である。

【図5】本発明の第2の実施形態における圧電センサ同士の接続状態を表した説明図である。

【図6】第2の実施形態における脈波検出装置の構成図である。

【図7】第3の実施形態における両圧電センサの配置関係 (a) と検出原理 (b) を表した説明図である。

【図8】第3の実施形態における両圧電センサの脈動に対する出力波形図である。

【図9】第4の実施形態におけるセンサの構造を表した説明図である。

【図10】第4の実施形態におけるセンサの他の構造を表した説明図である。

【図11】第4の実施形態におけるセンサの更に他の構造を表した説明図である。

【図12】第1の変形例における、脈波情報取得部と出力部の構成図である。

【図13】圧電素子を使用した従来の脈波検出装置の構成図である。

【符号の説明】

2 とう骨動脈

5 手首

10 圧電センサ

10a 第1の圧電センサ

10b 第2の圧電センサ

11 圧電素子

18

12 振動板

13 絶縁パッド

14 スペース

15 支持板

16 配線

19 センサ

22a、22b フィルタ部

24a、24b 増幅部

30 差動部

31 差動増幅部

40 脈波情報取得部

41 脈拍計数部

45 A/D変換部

46 記憶部

50 出力部

51 表示部

55 I/F部

60 時計

61 時計本体

62 ベルト

63 時計表示部

64 脈拍数表示部

65 脈拍表示部

70 固定部材

71、72 固定板

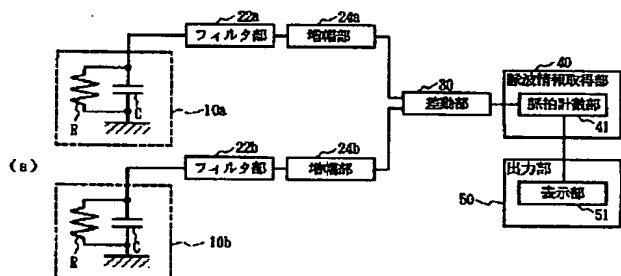
73 固定柱

80 伝達部材

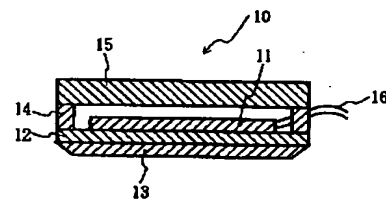
81、82 伝達板

83 伝達柱

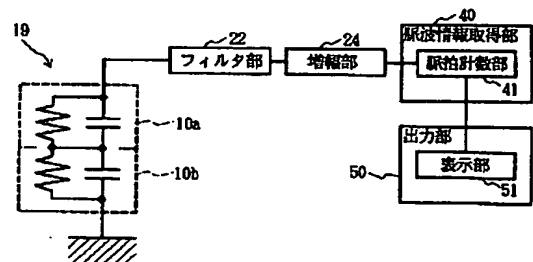
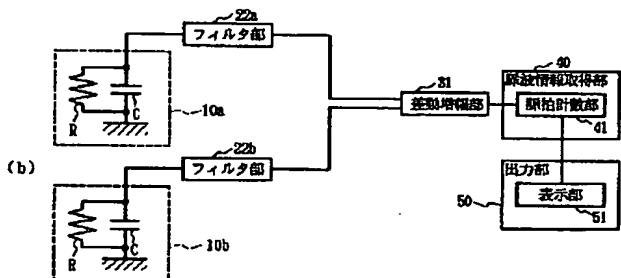
【図1】



【図2】

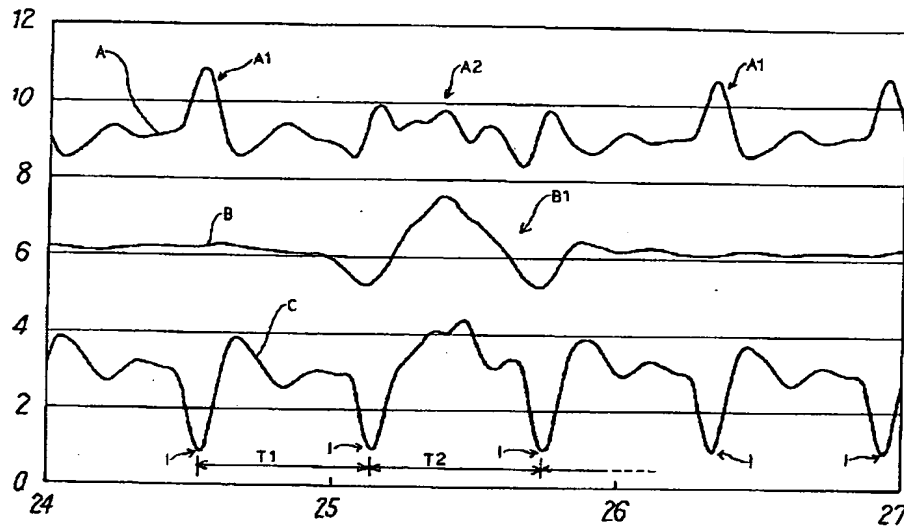


【図6】

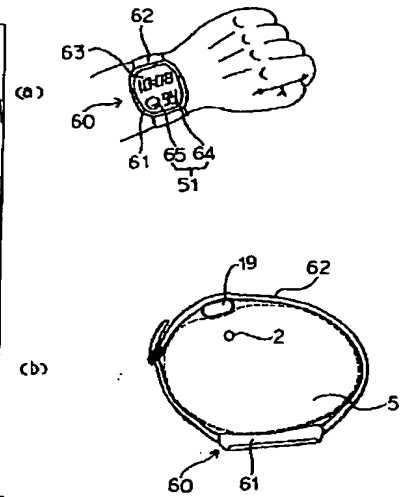


(11)

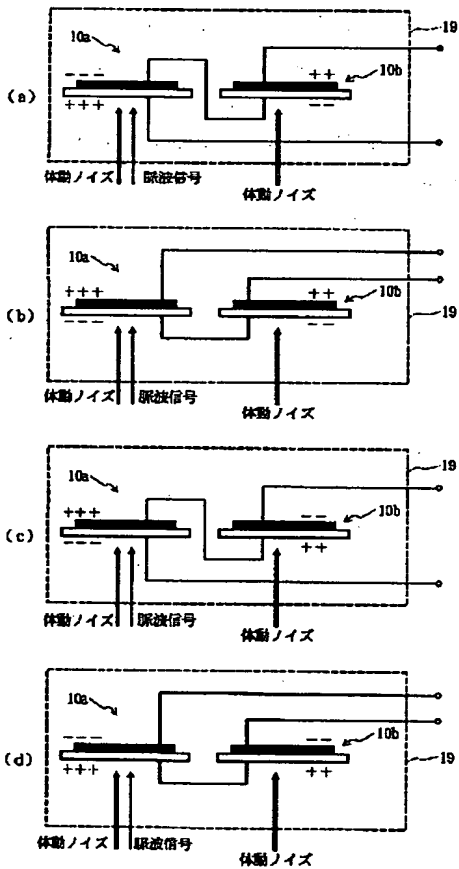
【図3】



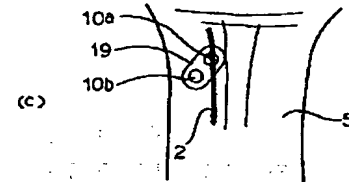
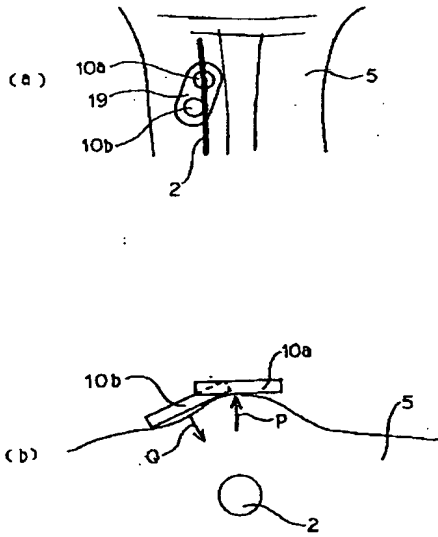
【図4】



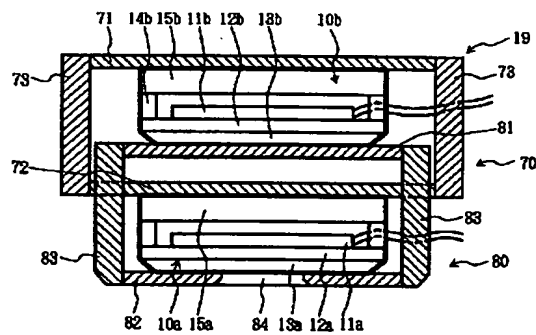
【図5】



【図7】

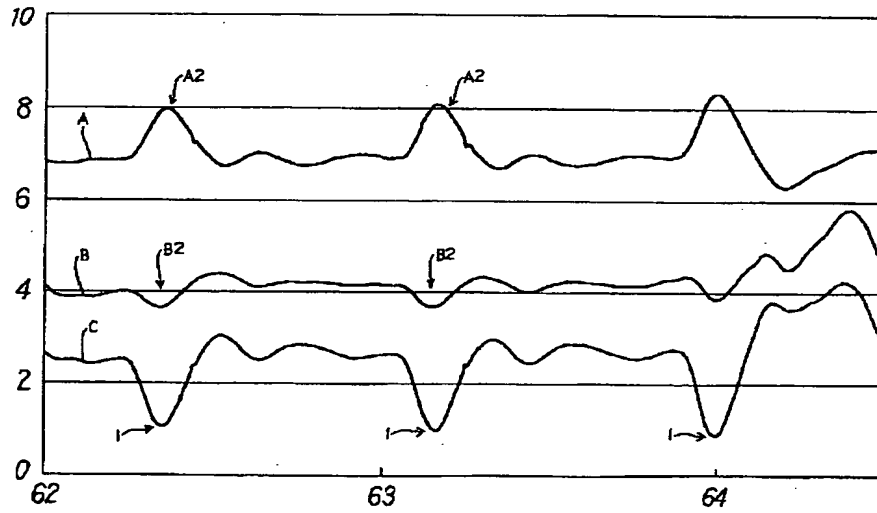


【図10】

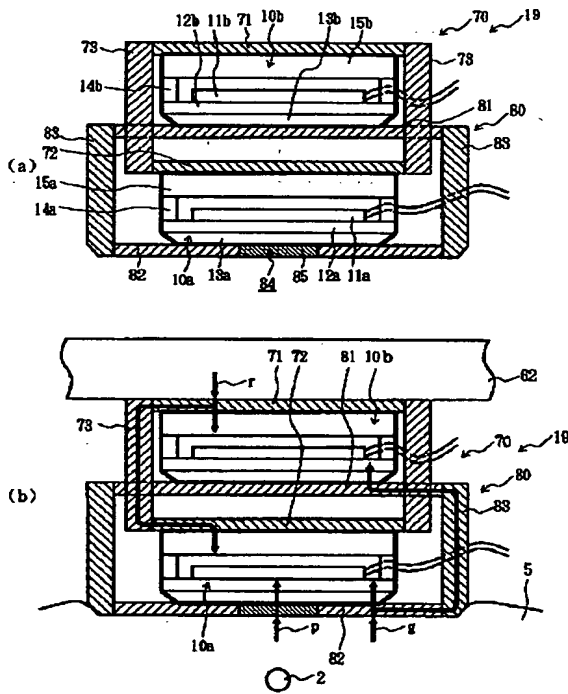


(12)

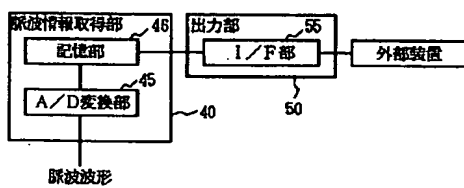
【図8】



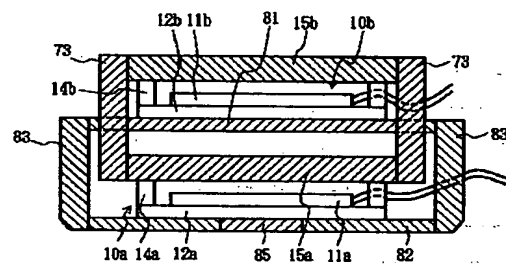
【図9】



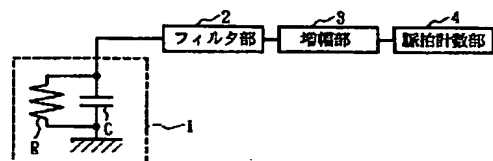
【図12】



【図11】



【図13】



(13)

フロントページの続き

Fターム(参考) 4C017 AA09 AA10 AB02 AC03 BB12
BC07 BC11 BD01 CC04 FF15